

P23971.P04

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Hiroyuki KOBAYASHI

Serial No. : Not Yet Assigned

Filed : Concurrently Herewith

For : ELECTRONIC ENDOSCOPE APPARATUS


**CLAIM OF PRIORITY**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon Japanese Application No. 2002-317473, filed October 31, 2002. As required by 37 C.F.R. 1.55, a certified copy of the Japanese application is being submitted herewith.

Respectfully submitted,  
Hiroyuki KOBAYASHI

  
Bruce H. Bernstein  
Reg. No. 29,027

reg. No.  
33,329

October 28, 2003  
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.  
1950 Roland Clarke Place  
Reston, VA 20191  
(703) 716-1191

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2002年10月31日  
Date of Application:

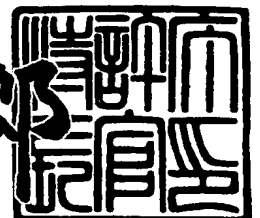
出願番号 特願2002-317473  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP 2002-317473]

出願人 ペンタックス株式会社  
Applicant(s):

2003年 7月10日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3056390

【書類名】 特許願

【整理番号】 AP02364

【提出日】 平成14年10月31日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/04  
G02B 23/24  
H04N 7/18

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

【氏名】 小林 弘幸

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号

【氏名又は名称】 ペンタックス株式会社

【代理人】

【識別番号】 100090169

【弁理士】

【氏名又は名称】 松浦 孝

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 050898

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9002979

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 内視鏡用自動調光装置および電子内視鏡装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体を撮像するための撮像素子を有するビデオスコープと前記ビデオスコープが接続されるプロセッサとを備えた電子内視鏡装置であって、

前記被写体を照明するための照明光を放射する光源と、

前記撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、被写体像を構成する複数の画素それぞれの輝度値を検出する画素輝度検出手段と、

被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、

前記複数のブロック各々に対し、前記所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、

前記複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、

前記ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、

前記代表輝度値に基づいて、前記照明光の光量を調整する光量調整手段とを備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】 被写体を撮像するための撮像素子を有するビデオスコープと前記ビデオスコープが接続されるプロセッサと前記プロセッサに接続されて被写体像を表示するための表示装置とを備えた電子内視鏡装置であって、

前記被写体を照明するための照明光を放射する光源と、

前記撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、被写体像を構成する複数の画素それぞれの輝度値を検出する画素輝度検出手段と、

被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、

前記複数のブロック各々に対し、前記所定数の画素の輝度値からブロックの平

均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、

前記複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、

前記ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、

前記代表輝度値に基づいて、前記撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する画像信号調整手段と

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 3】 被写体像に対し、被写体像の中央部にピーク測光領域を定めるピーク測光領域設定手段をさらに有し、

前記ピーク値決定手段が、前記ピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にして前記ピーク値を決定することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 2 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】 被写体像に対し、被写体像の中央部にピーク測光領域を定めるピーク測光領域設定手段と、

被写体像に対し、被写体像の周辺部を含むように平均測光領域を定める平均測光領域設定手段と、

前記平均測光領域内に配置されたブロックに基づいて、ブロック輝度平均値の平均値を示す平均輝度値を算出する平均輝度値算出手段とをさらに有し、

前記ピーク値決定手段が、前記ピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にして前記ピーク値を決定し、

前記代表輝度値算出手段が、前記ピーク値および前記平均輝度値に基づいて、前記代表輝度値を算出することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 2 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】 前記代表輝度値算出手段が、前記ピーク値および前記平均輝度値に対してそれぞれピーク重み付け係数および平均重み付け係数を乗じることにより、前記代表輝度値を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】 被写体像に対し、被写体像の中央部に第 1 のピーク測光領域

を定め、前記第1のピーク測光領域周りに第2のピーク測光領域を定めるピーク測光領域設定手段をさらに有し、

前記ピーク値決定手段が、前記第1のピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にして第1のピーク値を決定するとともに、前記第2のピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にして第2のピーク値を決定し、

前記代表輝度値算出手段が、前記第1のピーク値および前記第2のピーク値とに基づいて、前記代表輝度値を算出することを特徴とする請求項1乃至請求項2のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項7】 前記代表輝度値算出手段が、前記第1のピーク値および前記第2のピーク値に対してそれぞれ第1のピーク重み付け係数および第2のピーク重み付け係数を乗じることにより、前記代表輝度値を算出し、

前記第1のピーク重み付け係数が前記第2のピーク重み付け係数よりも大きいことを特徴とする請求項6に記載の電子内視鏡装置。

【請求項8】 被写体像に対し、被写体像の周辺部を含むように平均測光領域を定める平均測光領域設定手段と

平均測光領域内に配置されたブロックに基づいて、ブロック輝度平均値の平均値を示す平均輝度値を算出する平均輝度値算出手段とをさらに有し、

前記代表輝度値算出手段が、前記第1のピーク値、前記第2のピーク値および前記平均輝度値とに基づいて、前記代表輝度値を算出することを特徴とする請求項6に記載の電子内視鏡装置。

【請求項9】 前記分割設定手段が、サイズおよび画素数が実質的に等しくなるように前記複数のブロックを設定することを特徴とする請求項1乃至請求項2のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項10】 前記分割設定手段が、画素数およびサイズの異なる複数の種類のブロックを分割設定することを特徴とする請求項1乃至請求項2のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項11】 前記分割設定手段が、第1の画素数によって構成される第1のブロックと、前記第1の画素数より多い第2の画素数によって構成される第2のブロックとを分割設定することを特徴とする請求項1乃至請求項2のいずれ

かに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 2】 前記ビデオスコープ内に設けられた鉗子チャンネルを利用して処置具が使用されているか否かを検出する処置具使用検出手段をさらに有し、

前記分割設定手段が、前記処置具の使用が検出された場合、被写体像において処置具先端部が表示される処置具表示領域を除いて前記ピーク測光領域を設定することを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 3】 前記撮像素子が電子シャッター機能を有し、前記画像信号調整手段が前記電子シャッター機能を制御して、前記撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 4】 ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、

前記複数のブロック各々に対し、前記所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、

前記複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、

前記ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、

前記代表輝度値に基づいて、被写体へ照射される光の光量を調整する光量調整手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡用自動調光装置。

【請求項 1 5】 ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、

前記複数のブロック各々に対し、前記所定数の画素の輝度値からブロックの平

均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、

前記複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、

前記ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、

前記代表輝度値に基づいて、前記撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する画像信号調整手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡用被写体像明るさ自動調整装置。

【請求項 16】 電子内視鏡装置において表示される被写体像の明るさを調整するためのプログラムであって、

ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、

前記複数のブロック各々に対し、前記所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、

前記複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大値となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、

前記ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、

前記代表輝度値に基づいて、被写体へ照射される光の光量を調整する光量調整手段と

を機能させることを特徴とする自動調光プログラム。

【請求項 17】 電子内視鏡装置において表示される被写体像の明るさを調整するためのプログラムであって、

ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、

前記複数のブロック各々に対し、前記所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、



前記複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大値となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、

前記ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、

前記代表輝度値に基づいて、前記前記撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する画像信号調整手段と

を機能させることを特徴とする画像信号調整プログラム。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、撮像素子を有するビデオスコープとビデオスコープが接続されるプロセッサとを備えた電子内視鏡装置に関する。特に、観察部位を照射する光の光量を調整し、あるいは、撮像素子のシャッタースピードに基づく電荷蓄積量を調整することにより、表示される被写体像の明るさを適正に維持する明るさ処理に関する。

##### 【0002】

#### 【従来の技術】

従来の電子内視鏡装置では、被写体像に応じた画像信号がビデオスコープ内の撮像素子から読み出されると、被写体像の明るさを示す輝度値が算出される。そして、この輝度値と適正な明るさを示す参照輝度値との差に基づいて、例えば、絞りの開閉によって患部に照射される光の光量が調整される。輝度値を算出する測光方式としては、画面全体の明るさ平均を求める平均測光や、画面全体の中で比較的輝度値の高い値を被写体像の明るさとするピーク測光があり、医師などのオペレータは必要に応じて測光方式を選択する。

##### 【0003】

ところで、患部とビデオスコープの先端部とが近接した場合や、鉗子などの処置具の先端部が観察画像に現われた場合、観察画像の周辺領域ではハレーションが発生しやすい。ピーク測光方式を適用している状態で周辺領域にハレーションが発生すると、画面全体としては適正な明るさであるにも関わらず、照射光量が減

少するように光量調整が行われる。そのため、観察画像の中心付近のエリアをピーク測光領域、周辺エリアを平均測光領域に設定する方法が知られている（例えば、特許文献1参照）。

#### 【0004】

##### 【特許文献1】

特開2000-333901号公報（第3図）

#### 【0005】

##### 【発明が解決しようとする課題】

一方、体内の粘膜や観察部位の微小な凹凸の起因して、観察画像の中で微小領域内の画素の輝度値が周囲に比べて極端に高くなる場合がある。中央付近のピーク測光領域にこのような高輝度の微小領域が存在すると、ピーク値がその高輝度微小領域に基づいて検出されてしまうため、観察画像全体の明るさを抑えるように光量調整が行われてしまう。その結果、観察画像の明るさを適正に維持できず、処置、手術等に影響してしまう。

#### 【0006】

そこで本発明では、高輝度値をもつ微小な画素領域の存在に関らず、観察画像の明るさを適正に維持することが可能な電子内視鏡装置を得ることを目的とする。

#### 【0007】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明の電子内視鏡装置は、被写体像を撮像するための撮像素子を有するビデオスコープとビデオスコープが接続されるプロセッサとを備えた電子内視鏡装置であって、被写体を照明するための照明光を放射する光源と、撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、被写体像を構成する複数の画素それぞれの輝度値を検出する画素輝度検出手段とを備える。ここでの被写体像は、表示装置等に表示され、オペレータ等に観察される像を示す。

#### 【0008】

さらに、本発明の電子内視鏡装置は、分割設定手段と、輝度平均算出手段と、ピーク値決定手段と、代表輝度値算出手段と、光量調整手段とを備える。分割設

定手段は、被写体像を、それぞれ所定の数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する。例えば、正形状のブロックとなるように縦横同数の画素によってブロックを構成すればよい。この場合、被写体像はブロックがマトリクス状に並ぶことによって構成される。輝度平均算出手段は、複数のブロック各々に対し、ブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する。ブロック輝度平均値は、輝度値の総和を画素数で割ることにより算出すればよい。あるいは、度数分布に基づいて、各輝度値とその輝度値をもつ画素の数とを乗じた総和を画素数で割ることによって算出してもよい。ピーク値決定手段は、複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定する。例えば、実際に最大となるブロック輝度平均値をピーク値としてもよいが、それより小さいブロック輝度平均値をもつブロックが所定の数を超える場合、そのブロック輝度平均値を実質的にピーク値とみなすようにしてもよい。

#### 【0009】

代表輝度値算出手段は、ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する。例えば、被写体像全体に対してピーク測光を実行する場合、ピーク値がそのまま代表輝度値となる。すなわち、ピーク値決定手段が、そのまま代表輝度値算出手段となる。そして、光量調整手段は、代表輝度値に基づいて、被写体へ照射される光の光量を調整する。例えば、絞りの開閉によって光量調整をすればよい。一方、本発明の他の電子内視鏡装置は、光量調整手段の代わりに、代表輝度値に基づいて、撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する画像信号調整手段を備える。例えば撮像素子が電子シャッター機能を有する場合、画像信号調整手段は、電子シャッター機能を制御して、撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する。

#### 【0010】

体内の粘膜や患部の微小な凹凸により、局所的に微小領域内の画素のみ高輝度値になった場合でも、まずブロックの輝度平均値が算出されてからそのブロック輝度平均値に基づいてピーク値が決定されるため、微小領域の画素の輝度値がそのままピーク値とはならない。したがって、被写体像の明るさが適正に維持され

る。被写体像を構成するブロックに関しては、微小領域を十分取り込めるような画素数、サイズを設定すればよい。例えば、画素数は30～120の範囲で定めればよい。

#### 【0011】

中心付近のみピーク測光を行う場合、電子内視鏡装置は、被写体像に対し、被写体像の中央部にピーク測光領域を定めるピーク測光領域設定手段を備えるのがよい。ピーク値決定手段は、ピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にしてピーク値を決定する。被写体像の周辺領域はハレーションが発生しやすいため、中心付近に映し出される注目すべき部位の輝度値のみに基づいて自動調光処理が行われる。

#### 【0012】

ピーク測光と平均測光を併用する場合、被写体像に対し、被写体像の中央部にピーク測光領域を定めるピーク測光領域設定手段と、被写体像に対し、被写体像の周辺部を含むように平均測光領域を定める平均測光領域設定手段と、平均測光領域内に配置されたブロックに基づいて、ブロック輝度平均値の平均値を示す平均輝度値を算出する平均輝度値算出手段とを設ければよい。ピーク値決定手段は、ピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にしてピーク値を決定する。代表輝度値算出手段は、ピーク値および平均輝度値に基づいて、代表輝度値を算出する。例えば、代表輝度値算出手段は、ピーク値および平均輝度値に対してそれぞれピーク重み付け係数および平均重み付け係数を乗じることにより、代表輝度値を算出する。

#### 【0013】

ピーク測光領域を2つに分けて設定する場合、被写体像に対し、被写体像の中央部に第1のピーク測光領域を定め、第1のピーク測光領域周りに第2のピーク測光領域を定めるピーク測光領域設定手段を設ければよい。ピーク値決定手段は、第1のピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にして第1のピーク値を決定するとともに、第2のピーク測光領域内に配置されるブロックを対象にして第2のピーク値を決定し、代表輝度値算出手段は、第1のピーク値および第2のピーク値とに基づいて、代表輝度値を算出する。例えば、代表輝度値算出手段は

、第1のピーク値および第2のピーク値に対してそれぞれ第1のピーク重み付け係数および第2のピーク重み付け係数を乗じることにより、代表輝度値を算出する。中心付近のピーク測光領域を重視して行うため、第1のピーク重み付け係数が第2のピーク重み付け係数よりも大きく設定するのがよい。

#### 【0014】

さらに平均測光も併用する場合、被写体像に対し、被写体像の周辺部を含むように平均測光領域を定める平均測光領域設定手段と。平均測光領域内に配置されたブロックに基づいて、ブロック輝度平均値の平均値を示す平均輝度値を算出する平均輝度値算出手段とを設けるのがよい。代表輝度値算出手段は、第1のピーク値、第2のピーク値および平均輝度値とに基づいて、代表輝度値を算出する。

#### 【0015】

分割設定手段は、画素数およびサイズに関してそれぞれ実質的に等しい複数のブロックを設定してもよいが、局所的に高輝度となる画素領域が大きくなる場合においても適正な光量調整を行うため、分割設定手段は、画素数およびサイズの異なる複数の種類のブロックを分割設定するのがよい。例えば、分割設定手段は、第1の画素数によって構成される第1のブロックと、第1の画素数より多い第2の画素数によって構成される第2のブロックとを分割設定する。特に、ピーク測光領域内において周辺領域に近いエリアについては、ハレーションの発生を考慮して、第2のブロックを設定するのがよい。例えば、第2のピーク測光領域を第2のブロックで構成してもよい。

#### 【0016】

鉗子等の処置具を使用する場合にも適正に光量調整を行うため、ビデオスコープ内に設けられた鉗子チャンネルを利用して処置具が使用されているか否かを検出する処置具使用検出手段を設けるのがよく、分割設定手段は、処置具の使用が検出された場合、被写体像において処置具先端部が表示される処置具表示領域を除いてピーク測光領域を設定する。

#### 【0017】

本発明の内視鏡用自動調光装置は、ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被

写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、複数のブロック各々に対し、所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、代表輝度値に基づいて、被写体へ照射される光の光量を調整する光量調整手段とを備えたことを特徴とする。あるいは、本発明の内視鏡用被写体像明るさ自動調整装置は、デオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、複数のブロック各々に対し、所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、代表輝度値に基づいて、撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する画像信号調整手段とを備えたことを特徴とする。

#### 【0018】

本発明の自動調光プログラムは、電子内視鏡装置において表示される被写体像の明るさを調整するためのプログラムであって、ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、複数のブロック各々に対し、所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大値となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、代表輝度値に基づいて、被写体へ照射される光の光量

を調整する光量調整手段とを機能させることを特徴とする。あるいは、本発明の画素信号調整プログラムは、電子内視鏡装置において表示される被写体像の明るさを調整するためのプログラムであって、ビデオスコープの撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、それぞれ輝度値を持つ複数の画素によって構成される被写体像を、それぞれ所定数の画素によって構成される複数のブロックに分割設定する分割設定手段と、複数のブロック各々に対し、所定数の画素の輝度値からブロックの平均的な輝度値を示すブロック輝度平均値を算出する輝度平均算出手段と、複数のブロックそれぞれのブロック輝度平均値を比較して、実質的に最大値となるブロック輝度平均値をピーク値として決定するピーク値決定手段と、ピーク値に基づいて、被写体像の代表的明るさを示す代表輝度値を算出する代表輝度値算出手段と、代表輝度値に基づいて、撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する画像信号調整手段とを機能させることを特徴とする。

#### 【0019】

#### 【発明の実施の形態】

以下では、図面を参照して本発明の実施形態である電子内視鏡装置について説明する。

#### 【0020】

図1は、第1の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。検査、手術等が開始されると、ビデオスコープが体内へ挿入される。

#### 【0021】

電子内視鏡装置には、CCD (Charge-Coupled Device) 54を有するビデオスコープ50と、CCD 54から読み出される信号を処理するプロセッサ10とが備えられており、被写体像を表示するモニタ32およびキーボードがプロセッサ10に接続される。ビデオスコープ50はプロセッサ10に着脱自在に接続される。

#### 【0022】

ランプ電源スイッチ（図示せず）がONになると、ランプ制御回路11Aを含むランプ電源部11からランプ（照明用光源）12へ電源が供給され、これによりランプ12から光が放射される。ランプ12から放射された光は、集光レンズ

14を介してビデオスコープ50内に設けられた光ファイバー束51の入射端51aに入射する。光ファイバー束51は、ランプ12から放射される光を観察部位Sのあるビデオスコープ50の先端部60へ光を伝達する極細の光ファイバーの束であり、光ファイバー束51を通った光は出射端51bから出射する。これにより、照明用レンズである配光レンズ52を介して被写体である観察部位Sに光が照射される。また、ビデオスコープ50には鉗子チャンネル58が形成されており、観察部位を処置等する場合、先端部が金属性の処置器具の一種である鉗子KNが鉗子チャンネル58に挿入される。

#### 【0023】

観察部位Sにおいて反射した光は、対物レンズ53を通過してCCD54の受光領域に到達し、これにより観察部位Sの光学像がCCD54の受光領域に形成される。本実施形態では、カラー撮像方式として同時単板式が適用されており、CCDの受光面上にはイエロー（Ye）、シアン（Cy）、マゼンタ（Mg）、グリーン（G）の色要素が市松状に並べられた補色カラーフィルタ（図示せず）が受光領域の各画素位置に対応するよう配置されている。そして、CCD54では、観察部位Sの光学像が補色カラーフィルタの各色要素を通る色に応じた複数の画素信号から成る画像信号が光電変換により発生し、所定時間間隔ごとに1フレームもしくは1フィールド分の画像信号が、色差線順次方式に従って順次読み出される。本実施形態では、カラーテレビジョン方式としてNTSC方式が適用されており、1/30（1/60）秒間隔ごとに1フレーム（1フィールド）分の画像信号が順次読み出され、初期信号処理回路55へ送られる。

#### 【0024】

初期信号処理回路55には、プリアンプ、サンプルホールド回路、画像メモリ、画像処理回路（いずれも図示せず）などが含まれており、初期信号処理回路55に入力された画像信号は、各回路処理の後デジタル画像信号に変換され、画像メモリに一時的に格納される。画像メモリから読み出されたデジタル画像信号は画像処理回路に送られ、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などの処理が施される。処理された画像信号はプロセッサ10へ送られる。また、初期信号処理回路55に入力された画像信号の輝度成分である輝度信号が生成されて所定のタイミ



ングで調光回路 23 へ送られる。ここでは、NTSC 方式に従って 1/30 (1/60) 秒間隔ごとに輝度信号が送られる。

#### 【0025】

プロセッサ信号処理回路 28 では、初期信号処理回路 55 から送られてくる画像信号に対して所定の処理が施される。処理された画像信号は、NTSC コンポジット信号、Y/C 分離信号 (いわゆる S ビデオ信号)、RGB 分離信号などのビデオ信号 (映像信号) としてモニタ 32 へ出力され、これにより被写体像がモニタ 32 に映し出される。

#### 【0026】

システムコントロール回路 22 には、CPU 24、ROM 25、RAM 26 が含まれており、CPU 24 は、プロセッサ 10 全体を制御し、調光回路 23、ランプ制御回路 11A、プロセッサ信号処理回路 28 などの各回路に制御信号を出力する。タイミングコントロール回路 30 では、信号の処理タイミングを調整するクロックパルスがプロセッサ 10 内の各回路に出力され、また、ビデオ信号に付随される同期信号がプロセッサ信号処理回路 28 に送られる。システムコントロール回路 22 内の ROM 25 には、電子内視鏡装置全体を制御するためのプログラムがあらかじめ記憶されている。

#### 【0027】

ライトガイド 51 の入射端 51a と集光レンズ 16 との間には、被写体 S に照射される光の光量を調整する絞り 16 が設けられており、モータ 18 の駆動によって開閉する。本実施形態では、DSP (Digital Signal Processor) で構成された調光回路 23 により、絞り 16 を通過する光、すなわち被写体 S へ照射される光の光量が調整される。さらに本実施形態では、後述するように、観察される被写体像が複数のブロックに分割されており、ブロック毎に輝度平均値が算出される。そして、観察画像全体に対して平均測光が実行されるとともに、観察画像中央付近ではピーク測光が実行される。平均測光による輝度値とピーク測光による輝度値とに基づいて、調光回路 23 からモータドライバ 20 へ制御信号が送られる。これにより、モータ 18 がモータドライバ 20 によって駆動され、その結果、絞り 16 が所定の開度となるように駆動される。

## 【0028】

ビデオスコープ50内には、ビデオスコープ50全体を制御するスコープ制御部56と、ビデオスコープ50に関連したデータがあらかじめ記憶されたEEPROM57とが設けられている。データには、CCD54の画素数や、先端部60における鉗子口59Aの位置に関するデータが含まれている。スコープ制御部56は、初期信号処理回路55を制御するとともに、EEPROM57からスコープ関連のデータを読み出す。ビデオスコープ50がプロセッサ10に接続されると、スコープ制御部56とシステムコントロール回路22との間でデータが送受信され、データがシステムコントロール回路22へ送られる。なお、本実施形態では、CCD54の画素数は、モニタ32の画素数よりも少なく、CCD54に形成される被写体像が実質的にそのままモニタ32に表示される画像となる。

## 【0029】

フロントパネル46には、自動調光において基準となる参照輝度値 $Y_r$ の設定をするための設定スイッチ46Aが設けられており、オペレータがスイッチを操作すると、操作に応じた信号がシステムコントロール回路22へ送られる。参照輝度値のデータは、RAM26へ一時的に格納されるとともに、必要に応じてシステムコントロール回路22から調光回路23へ送られる。

## 【0030】

図2は、調光回路23において実行される自動調光処理を示したフローチャートであり、NTSC方式に従って1/30（1/60）秒毎に実行される処理ルーチンである。また、図3、図4は、複数のブロックにより構成される観察画像および拡大された1つのブロックを示した図である。図2～図4を用いて、本実施形態の自動調光処理について説明する。

## 【0031】

ステップS101では、図3に示すように、観察画像Aを複数のブロック $B_{xy}$ に分割設定するとともに、ピーク測光領域A1および平均測光領域A2が設定される。

## 【0032】

図3に示す観察画像Aはモニタ32に表示される被写体像に対応しており、8

$8 \times 8$  のブロック  $B_{xy}$  ( $x = 0 \sim 7$ 、 $y = 0 \sim 7$ ) がマトリクス状に並ぶような状態で観察画像  $A$  が構成される。ここでは添字  $x$  はモニタ 32 の画面水平方向、添字  $y$  はモニタ 32 の画面垂直方向を表す。さらに、各ブロック  $B_{xy}$  は、 $8 \times 8$  の画素  $P_{ij}$  ( $i = 0 \sim 7$ 、 $j = 0 \sim 7$ ) によって構成されており、観察画像全体は、 $64 \times 64$  ( $= 4096$ ) 個の画素によって構成されている。ただし、添字  $i$  は水平方向、添字  $j$  は垂直方向を表す。各画素  $P_{ij}$  はそれぞれ輝度値  $Y_{ij}$  を持っており、各画素  $P_{ij}$  の輝度値に応じた輝度信号がビデオスコープ 50 から調光回路 23 へ送られてくる。本実施形態では、被写体像の明るさを 256 段階に分けており、輝度値は輝度レベルとして  $0 \sim 255$  のいずれかの値に定められる。

#### 【0033】

観察画像  $A$  に対しては、中心周りに境界線が描かれるピーク測光領域  $A1$  と観察画像全体からなる平均測光領域  $A2$  とが規定されており、ここでは、ピーク測光領域  $A1$  と平均測光領域  $A2$  の面積比は約  $1 : 3$  である。ピーク測光領域  $A1$  ではピーク測光、平均測光領域  $A2$  では平均測光が実行される。観察画像  $A$  に対するピーク測光領域  $A1$  の範囲は、注目したい部位を観察画像  $A$  の中央に映し出すこと、その部位全体に対してピーク測光を実行できることなどを考慮して定められる。

#### 【0034】

大腸などの体内器官は管状になっているため、ビデオスコープ 50 の先端部 60 が器官内の中心方向を向いている場合、先端部 60 の周縁部が器官と近接している。言い換えれば、観察画像  $A$  の周辺領域に映し出される部分が、器官内において先端部 60 と近接している部位となる。また、先端が金属製の処置具を使用した場合、処置具先端部の画像が観察画像  $A$  の周辺領域に現われる。したがって、周辺領域においてハレーションが発生しやすいため、ピーク測光が実行されるピーク測光領域  $A1$  には周辺領域が含まれていない。これにより、中央付近にあって注目する部位全体を比較的高輝度の状態で観察することが可能となる。ステップ  $S101$  が実行されると、ステップ  $S102$  へ移る。

#### 【0035】

ステップ S102 では、64 個のブロック  $B_{xy}$  それぞれについて、輝度の平均値（以下では、ブロック輝度平均値という） $YB_{xy}$  が算出される。

$$YB_{xy} = \sum Y_{ij} / (i \times j) \quad \dots \dots (1)$$

各ブロック  $B_{xy}$  のブロック輝度平均値  $YB_{xy}$  が求められると、ステップ S103 へ進む。ステップ S103 では、ピーク測光領域 A1 に対してピーク輝度値  $Y_p$  が算出され、平均測光領域 A2 に対して平均輝度値  $J_{ave}$  が算出される。

#### 【0036】

平均輝度値  $J_{ave}$  は、各ブロック  $B_{xy}$  のブロック輝度平均値  $YB_{xy}$  に基づき、以下の式によって求められる。

$$J_{ave} = \sum YB_{xy} / (x \times y) \quad \dots \dots (2)$$

一方、ピーク値  $Y_p$  の場合、ピーク測光領域 A1 内の各ブロック  $B_{xy}$  の輝度平均値  $Y_{xy}$  がそれぞれ比較され、その中で最大となる輝度平均値  $YB_{xy}$  がピーク値  $Y_p$  として定められる。ステップ S103 が実行されると、ステップ S104 へ進む。

#### 【0037】

ステップ S105 では、自動調光処理において参照輝度値  $Y_r$  と比較される観察画像 A の輝度値  $I$  が、以下の式に基づいて算出される。以下では、輝度値  $I$  を代表輝度値という。

$$I = \alpha \times J_{ave} + \beta \times Y_p \quad \dots \dots (3)$$

ただし、 $\alpha$ 、 $\beta$  は重み付け係数である。重み付け係数  $\alpha$ 、 $\beta$  の値は使用状況に合わせて設定すればよいが、ここでは  $\alpha$  は  $\beta$  に比べて十分小さい値に設定される。ステップ S104 が実行されると、ステップ S105 へ進む。

## 【0038】

ステップS105では、代表輝度値 $I$ と参照輝度値 $Y_r$ との差が比較される。参照輝度値 $Y_r$ は、ここでは128に設定されている。代表輝度値 $I$ と参照輝度値 $Y_r$ との差が許容差 $C$ より大きい場合、ステップS106へ進み、その差に応じた制御信号が調光回路23からモータドライバ20へ送られる。その結果、被写体像の明るさが適正となるように絞り16が所定量だけ駆動される。ステップS106が実行されると、処理ルーチンが終了する。一方、代表輝度値 $I$ と参照輝度値 $Y_r$ との差が許容差 $C$ 以下である場合、被写体像の明るさは実質的には適正であると判断され、そのまま処理ルーチンが終了する。

## 【0039】

図4では、一部の画素のみ高輝度である観察画像を示している。注目すべき部位がピーク測光領域A1内に映し出されている状態において、体内の粘膜や部位の微小な凹凸により、ブロック $B_{xy}$ の中で画素 $P_{ij}$ （図4では、 $i = j = 4$ ）のみ高輝度の状態にある。ブロック $B_{xy}$ の中で画素 $P_{ij}$ 以外の画素については参照輝度値 $Y_r$ （=128）と等しく、画素 $P_{ij}$ のみ高輝度値（=255）になっている。本実施形態では、ブロック $B_{xy}$ に対するブロック輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ が算出され、他のブロックの輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ と比較されながらピーク値 $Y_p$ が決定される。したがって、画素 $P_{ij}$ の輝度値がそのままピーク値と算出されることはない。算出されるブロック輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ は、高輝度の画素 $P_{ij}$ 以外の画素に基づいて実質的に算出される。

## 【0040】

また、図4に示すように、体内の粘膜や部位の微小な凹凸の影響により、1画素だけでなく複数の画素による微小領域 $V_S$ が高輝度状態にある場合においても、ブロック $B_{xy}$ 毎にブロック輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ が算出され、他のブロック輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ と比較されながらピーク値 $Y_p$ が算出されるため、高輝度状態となった画素のある微小領域 $V_S$ の影響でそのままピーク値 $Y_p$ が高輝度値に決定されることはない。

## 【0041】

このように本実施形態によれば、ブロック $B_{xy}$ のブロック輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ が

それぞれ算出される。また、ピーク測光領域 A 1 内のブロック輝度平均値  $Y_{B_{xy}}$  が比較され、最大値となるピーク値  $Y_p$  が算出される。また、平均測光領域 A 2 のブロック輝度平均値  $Y_{B_{xy}}$  の平均値である平均輝度値  $J_{ave}$  が算出される。そして、平均輝度値  $J_{ave}$  とピーク値  $Y_p$  に基づいて代表輝度値 I が算出され、代表輝度値 I と参照輝度値  $Y_r$  との差に基づいて絞り 1 6 が駆動される。

#### 【0 0 4 2】

なお、 $\alpha = 0$  に設定し、ピーク値  $Y_p$  をそのまま代表輝度値 I としてもよい。ピーク測光領域 A 1 は図示した以外の範囲に設定してもよく、観察画像 A の領域すべてをピーク測光領域 A 1 に設定してもよい。また、平均測光領域 A 2 は、観察画像 A の全体でなく、ピーク測光領域 A 1 を除く周辺領域だけに定めてもよい。

#### 【0 0 4 3】

本実施形態では、自動調光処理ルーチンの最初にピーク測光領域 A 1、平均測光領域 A 2、およびブロック  $B_{xy}$  の設定が実行されるが、プロセッサ 1 0 の電源を ON 状態にした時の初期設定の中で実行してもよい。

#### 【0 0 4 4】

ブロック  $B_{xy}$  のサイズ、ブロック  $B_{xy}$  を構成する画素数に関しては、図示した以外のサイズ、画素数に定めてもよい。

#### 【0 0 4 5】

CCD 5 4 から読み出された画像信号の処理は、ビデオスコープ 5 0 内で実行する代わりにプロセッサ内で実行してもよい。

#### 【0 0 4 6】

ランプ 1 2 及び絞り 1 6 を使用する代わりに、発光ダイオードなどの光源に対する発光量を調整するように構成してもよい。

#### 【0 0 4 7】

CCD 5 4 の画素数がモニタ 3 2 の画素数より多い場合、モニタ 3 2 に表示される被写体像を構成する画素に基づいて自動調光処理を行えばよい。

#### 【0 0 4 8】

ブロック輝度平均値  $Y_{B_{xy}}$  に関しては、1 つのブロックに対する度数分布に基

づいて輝度平均値を算出してもよい。例えば、各輝度値に対してその輝度値となる画素の数に輝度値を乗じ、その総和を画素数で割ることにより輝度平均値を算出してもよい。

#### 【0049】

次に、図5、図6を用いて、第2の実施形態について説明する。第2の実施形態では、ピーク測光の実行される領域が2つ設定されている。

#### 【0050】

図5は、第2の実施形態における自動調光処理を示したフローチャートである。図6は、第2の実施形態における観察画像を示した図である。

#### 【0051】

ステップS201では、観察画像Aがブロック $B_{xy}$ 毎に分割設定されるとともに、第1のピーク測光領域 $A'1$ 、第2のピーク測光領域 $A'2$ 、平均測光領域 $A3$ が定められる。

#### 【0052】

図6に示すように、観察画像Aに対し、第1のピーク測光領域 $A'1$ が中央部に設けられ、その周りに第2のドーナツ状のピーク測光領域 $A'2$ が規定されている。さらに、第2のピーク測光領域周りに平均測光領域 $A'3$ が規定されている。第1の実施形態同様に、平均測光領域 $A'3$ は観察画像Aの全体領域に相当する。

#### 【0053】

ステップS202の実行は図2のステップS102の実行と同じであり、ブロック輝度平均値 $Y_{B_{xy}}$ が算出される。そして、ステップS203では、第1のピーク測光領域 $A'1$ 、第2のピーク測光領域 $A'2$ 、平均測光領域 $A'3$ に対し、それぞれ第1のピーク値 $Y_{p1}$ 、第2のピーク値 $Y_{p2}$ 、平均輝度値 $J_{ave}$ が算出される。ステップS203が実行されると、ステップS204へ進む。

#### 【0054】

ステップS204では、代表輝度値 $I$ が以下の式に基づいて算出される。

$$I = \alpha' \times J_{ave} + \beta' \times Y_{p1} + \gamma' \times Y_{p2} \quad \dots (4)$$

ただし、 $\beta'$  は  $\gamma'$  よりも大きい。

#### 【0055】

上述したように、観察画像Aの中心から周辺領域へ向かうほど、器官内壁との距離が接近する。そのため、ビデオスコープ50の先端部60が進行方向（器官の中心軸方向）を向いている場合、観察画像Aの輝度は、中心から周辺領域へ向かうほど高くなる傾向にある。本実施形態では、そのような特性に応じて、第1のピーク測光領域A' 1および第2のピーク測光領域A' 2が定められており、第1のピーク値 $Y_{p1}$ が第2のピーク値 $Y_{p2}$ より重視される。ステップS204が実行されると、ステップS205へ進む。

#### 【0056】

ステップS205～S206の実行は、図2のステップS105～S106の実行と同じであり、代表輝度値Iが参照輝度値 $Y_r$ と比較され、その差が許容差Cより大きい場合、絞り16が所定量だけ駆動される。

#### 【0057】

次に、図7～図9を用いて第3の実施形態について説明する。第3の実施形態では、金属製の処置具の使用に応じてピーク測光領域が変更設定される。他の構成に関しては、第2の実施形態と実質的に同じである。

#### 【0058】

図7は、第3の実施形態における電子内視鏡装置のブロック図である。

#### 【0059】

ビデオスコープ50'には、処置具センサSEが鉗子チャンネル58に設置されており、処置具センサSEはスコープ制御部56に接続されている。処置具センサSEは、処置具KWが鉗子チャンネル58に挿入されたことを検出し、検出信号をスコープ制御部56へ送る。スコープ制御部56では、処置具KWの使用を伝える制御信号がプロセッサ10のシステムコントロール回路22へ送られ、さらにはシステムコントロール回路22から調光回路23へ処置具使用の検出信号が送られる。

#### 【0060】



EEPROM57には、先端部60における鉗子口59Aの位置に関する鉗子データがあらかじめ記憶されており、ビデオスコープ50'がプロセッサ10に接続されると、鉗子口59Aに関するデータが他のデータとともにシステムコントロール回路22、そして調光回路23へ送られる。

#### 【0061】

図8は、第3の実施形態における自動調光処理を示したフローチャートである。図9は、第3の実施形態における観察画像の測光領域を示した図である。

#### 【0062】

ステップS301では、処置具KWが使用されているか否かが判断される。調光回路23において処置具使用KNの検出信号が入力されず、処置具KWは使用されていないと判断された場合、ステップS302へ進む。ステップS302では、図5のステップS201と同様に、第1および第2のピーク測光領域A'1、A'2、および平均測光領域A'3が設定される。ステップS302が実行されると、ステップS304へ移る。

#### 【0063】

一方、ステップS301において検出信号が調光回路23へ入力され、処置具KWが使用されていると判断された場合、ステップS303へ進む。ステップS303では、各ブロックB<sub>xy</sub>が分割設定されるとともに、処置具の使用に応じて第1および第2のピーク測光領域A''1、A''2および平均測光領域A''3が設定される(図9参照)。鉗子KNが使用されている場合、第2のピーク測光領域A''2は、円環状の領域から一部領域KA(以下では鉗子領域という)を取り除くように規定される。処置具領域KAは、EEPROM57に記憶されていた鉗子口59Aの位置に従って定められる。それ以外の第1のピーク測光領域A''1、平均測光領域A''3は、第2の実施形態と同じである。

#### 【0064】

処置具KWを使用した場合、処置具KWの像が処置具領域KA付近に映し出される。しかしながら、処置具領域KAは、ピーク測光領域A''1、A''2に含まれないため、金属製の処置具KWによる光の反射によってハレーションが発生しても、ピーク値として算出されない。ステップS303が実行されると、ステッ

プ S 3 0 4 へ進む。

【0065】

ステップ S 3 0 4 ~ S 3 0 8 の実行は、図 5 のステップ S 2 0 2 ~ S 2 0 6 の実行に対応する。すなわち、ブロック輝度平均値  $Y_{B_{xy}}$  が算出され、第 1 および第 2 のピーク値  $Y_{p1}$ 、 $Y_{p2}$  および平均輝度値  $J_{ave}$  が算出され、代表輝度値  $I$  が算出される。そして、代表輝度値  $I$  と参照輝度値  $Y_r$  との差に基づいて、絞り 16 が駆動される。

【0066】

本実施形態では、処置具センサ S E を鉗子チャンネル 5 8 に設けているが、それ以外の方法で処置具 K W の使用を検出してもよい。

【0067】

次に、図 10 を用いて第 4 の実施形態である電子内視鏡装置について説明する。第 4 の実施形態では、サイズおよび画素数などタイプの異なる複数の種類のブロックによって観察画像 A が構成される。それ以外の構成に関しては、第 2 の実施形態と同じである。

【0068】

図 10 は、第 4 の実施形態における観察画像 A を示した図である。

【0069】

第 2 のピーク測光領域  $A' 2$  は、8 つのタイプのブロック  $B' 1 \sim B' 8$  によって構成されており、ブロック  $B' 1 \sim B' 8$  のサイズ、画素数は、第 1 ~ 第 3 の実施形態で示されたブロック  $B_{xy}$  と異なる。ブロック  $B' 1 \sim B' 8$  を構成する画素の数は、ブロック  $B_{xy}$  を構成する画素の数より多い。

【0070】

第 4 の実施形態における自動調光処理は、第 2 の実施形態における自動調光処理と実質的に同じである。すなわち、ブロック  $B' 1 \sim B' 8$  を含めて各ブロックに対し輝度平均値を算出し、第 1、第 2 のピーク値  $Y_{p1}$ 、 $Y_{p2}$  および平均輝度値  $J_{ave}$  を算出する。そして、(4) 式に基づいて代表輝度値  $I$  を算出し、代表輝度値  $I$  と参照輝度値  $Y_r$  との差に基づいて絞り 16 が駆動される。

【0071】

ブロック B' 1 ~ B' 8 を構成する画素の数が他のブロックに比べて多いため、図 4 で示したように多数の画素が周囲の画素に比べて極端に高輝度状態になった場合においても、第 2 のピーク測光領域 A' 2 における輝度平均値は、その高輝度画素に影響されず、代表輝度値 I の値も局所的な高輝度画素に影響されない。

#### 【0072】

ブロック B' 1 ~ B' 8 のサイズ、画素数は、図示されたものに限定されない。また、第 2 のピーク測光領域 A' 2 の代わりに第 1 のピーク測光領域 A' 1 内においてブロックを変更してもよい。

#### 【0073】

次に、図 11、図 12 を用いて第 5 の実施形態である電子内視鏡装置について説明する。第 5 の実施形態では、絞り機構を用いる代わりに、撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する。すなわち、絞りの開閉によって被写体へ照射される光の光量を調整する代わりに、電子シャッター機能を有する撮像素子のシャッタースピードを増減して受光部に蓄積される電荷量を制御し、表示される被写体像の明るさを調整する。それ以外の構成に関しては、第 1 の実施形態と実質的に同じである。

#### 【0074】

図 11 は、第 5 の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。CCD 54 は電子シャッター機能を有しており、スコープ制御部 56 から送られてくる制御信号に基づいて電荷蓄積時間が調整される。システムコントロール回路 22 からスコープ制御部 56 へ明るさ調整に関する制御信号が送られると、シャッタースピード制御信号が CCD 54 へ送られる。これにより、電子シャッター機能が制御され、被写体像の明るさが適正となるように所定量の電荷が CCD 54 から読み出される。

#### 【0075】

図 12 は、第 5 の実施形態における被写体像の明るさを調整する処理を示したフローチャートである。ステップ S401 ~ 405 の実行は、第 1 の実施形態におけるステップ S101 ~ S105 (図 2 参照) の実行と同じである。そして、

ステップ S406 では、被写体像の明るさが適正になるように、スコープ制御部 56 から CCD 54 へシャッタスピードの制御信号が送られる。

【0076】

なお、第2の実施形態から第4の実施形態に関しても、観察画像の明るさを適正に維持するために、絞り機構の代わりに撮像素子から読み出される画像信号の輝度レベルを調整する構成に置き換えてもよい。

【0077】

【発明の効果】

以上のように本発明によれば、高輝度値をもつ微小な画素領域の存在に関らず、観察画像の明るさを適正に維持することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

第1の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【図2】

自動調光処理を示したフローチャートである。

【図3】

複数のブロックにより構成される観察画像および拡大された1つのブロックを示した図である。

【図4】

高輝度の微小領域が存在した状態における観察画像および拡大された1つのブロックを示した図である。

【図5】

第2の実施形態における自動調光処理を示したフローチャートである。

【図6】

第2の実施形態における測光領域の設定された観察画像を示した図である。

【図7】

第3の実施形態における電子内視鏡装置のブロック図である。

【図8】

第3の実施形態における自動調光処理を示したフローチャートである。

**【図 9】**

第3の実施形態における測光領域の設定された観察画像を示した図である。

**【図 10】**

第4の実施形態における複数のブロックから構成された観察画像を示した図である。

**【図 11】**

第5の実施形態における電子内視鏡装置のブロック図である。

**【図 12】**

第5の実施形態における観察画像明るさ調整処理を示したフローチャートである。

**【符号の説明】**

- 10 プロセッサ
- 12 ランプ (光源)
- 16 絞り
- 22 システムコントロール回路
- 23 調光回路
- 32 モニタ
- 50 ビデオスコープ
- 54 CCD (撮像素子)
- 55 初期信号処理回路
- A 観察画像
  - A1 ピーク測光領域
  - A2 平均測光領域
  - A' 1、A" 1 第1のピーク測光領域
  - A' 2、A" 2 第2のピーク測光領域
  - A3、A' 3、A3" 平均測光領域
- P<sub>ij</sub> 画素
- B<sub>xy</sub> ブロック
- YB<sub>xy</sub> ブロック輝度平均値

$Y_p$  ピーク値

$Y_{p1}$  第1のピーク値

$Y_{p2}$  第2のピーク値

$J_{ave}$  平均輝度値

$I$  代表輝度値

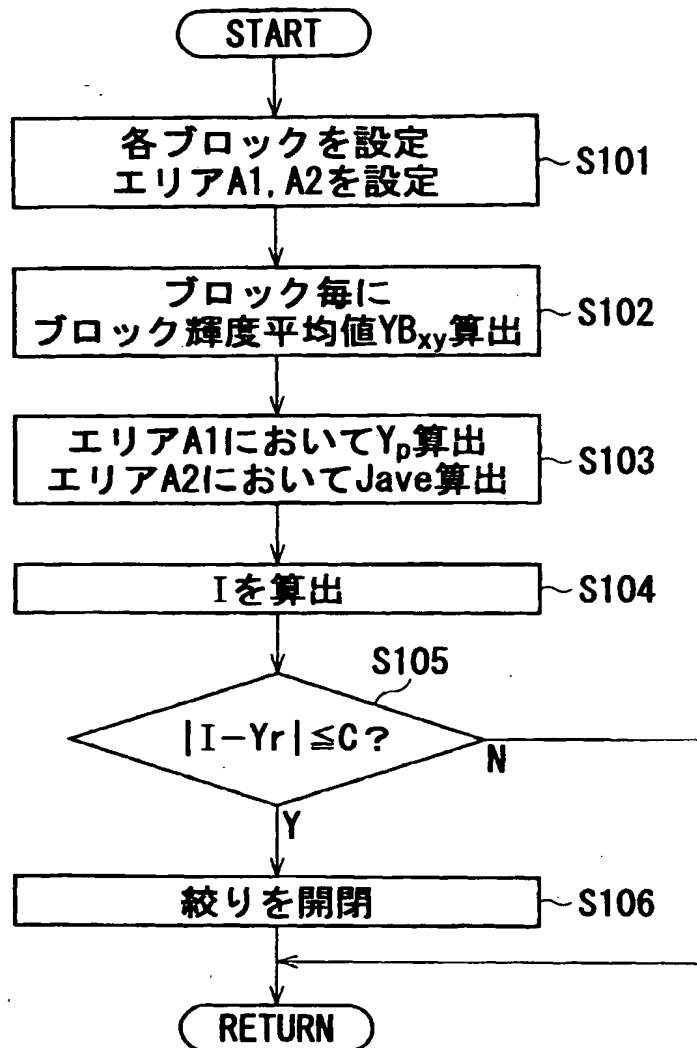
$Y_r$  参照輝度値

$SE$  処置具センサ

$KW$  処置具

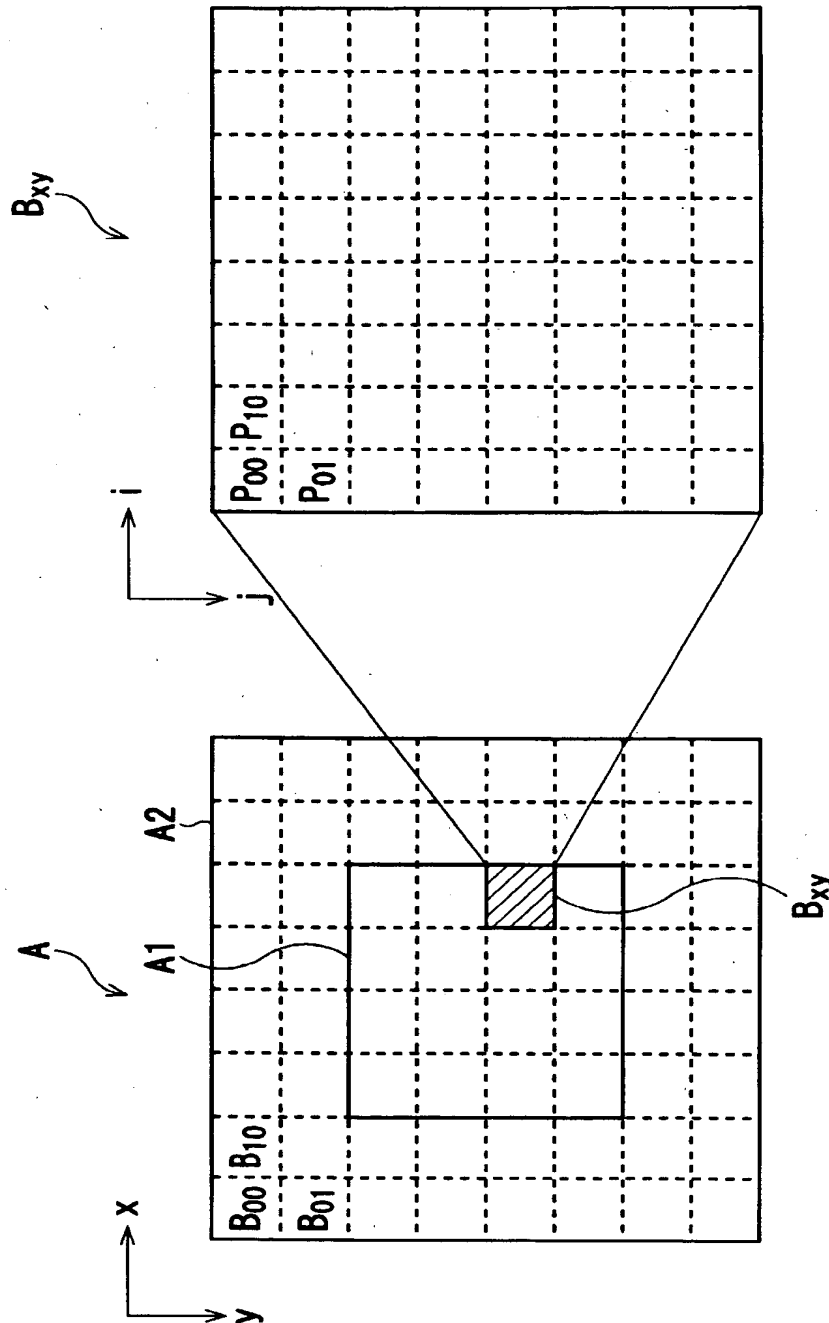


【図 2】

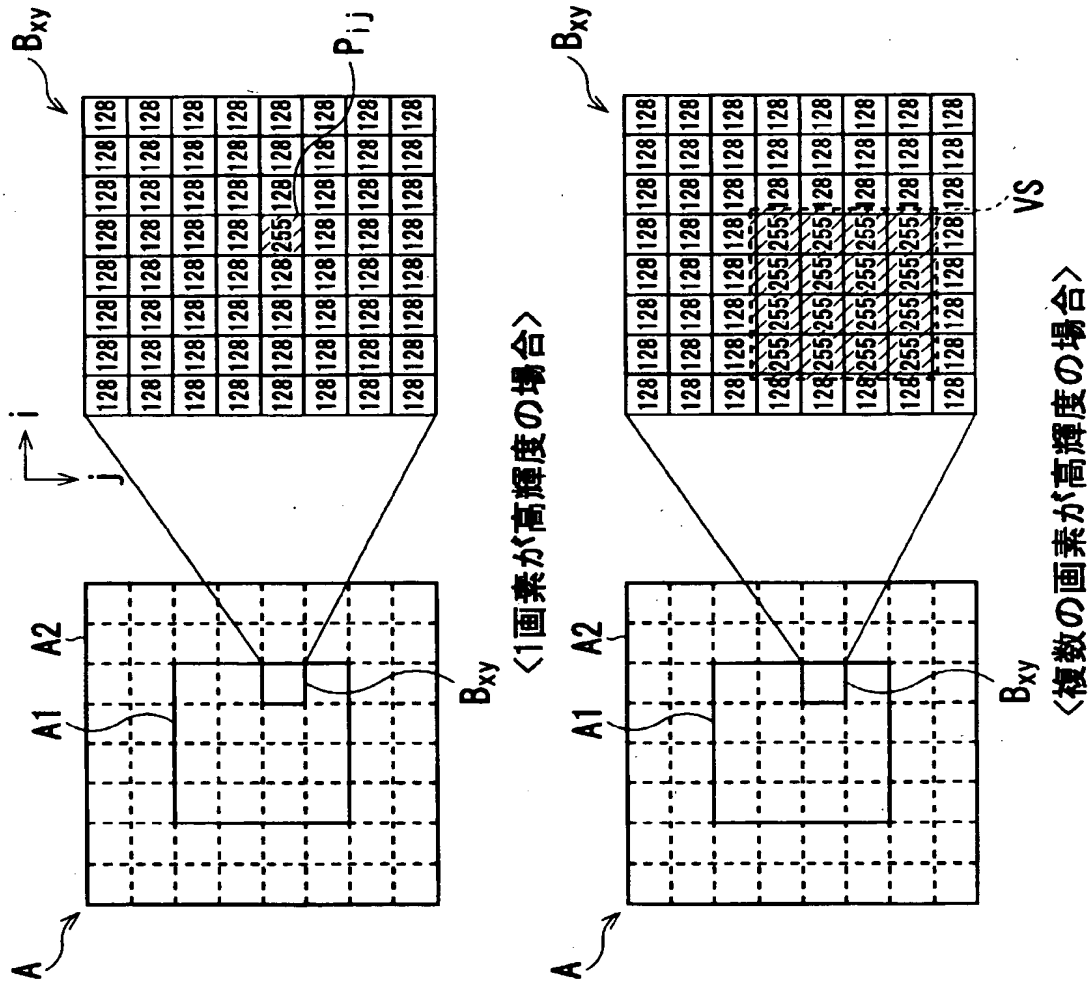




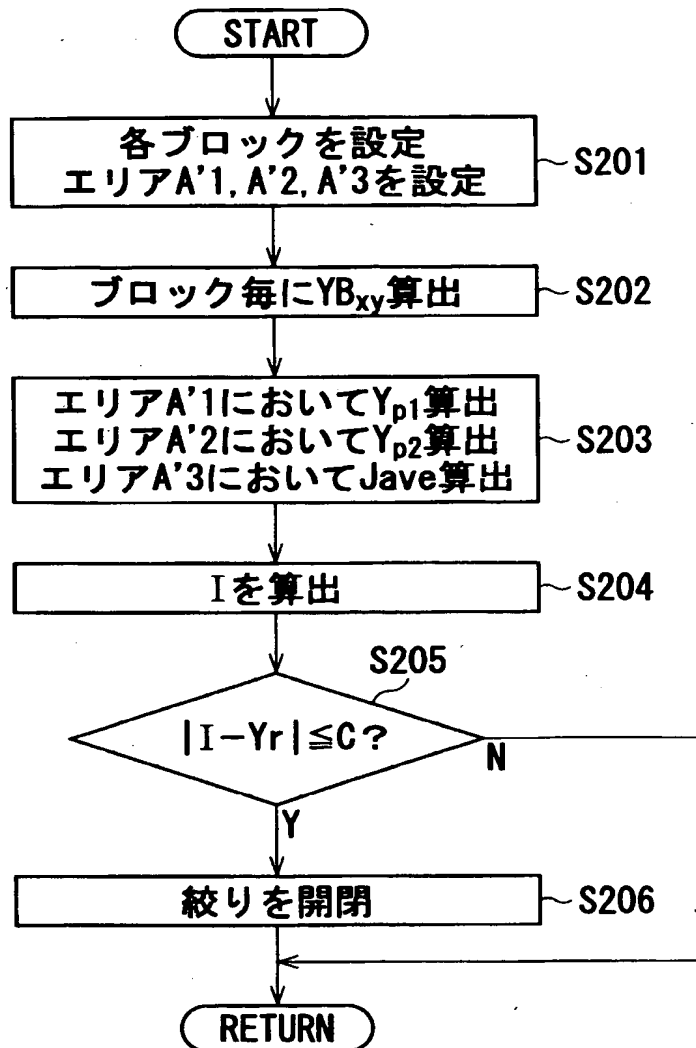
【図 3】



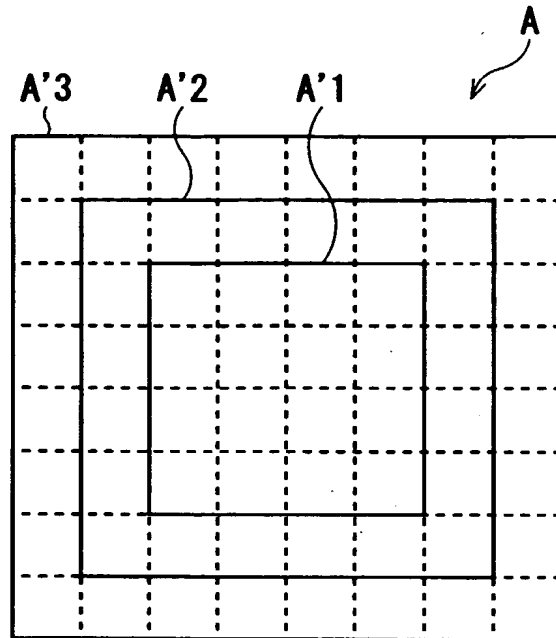
【図 4】



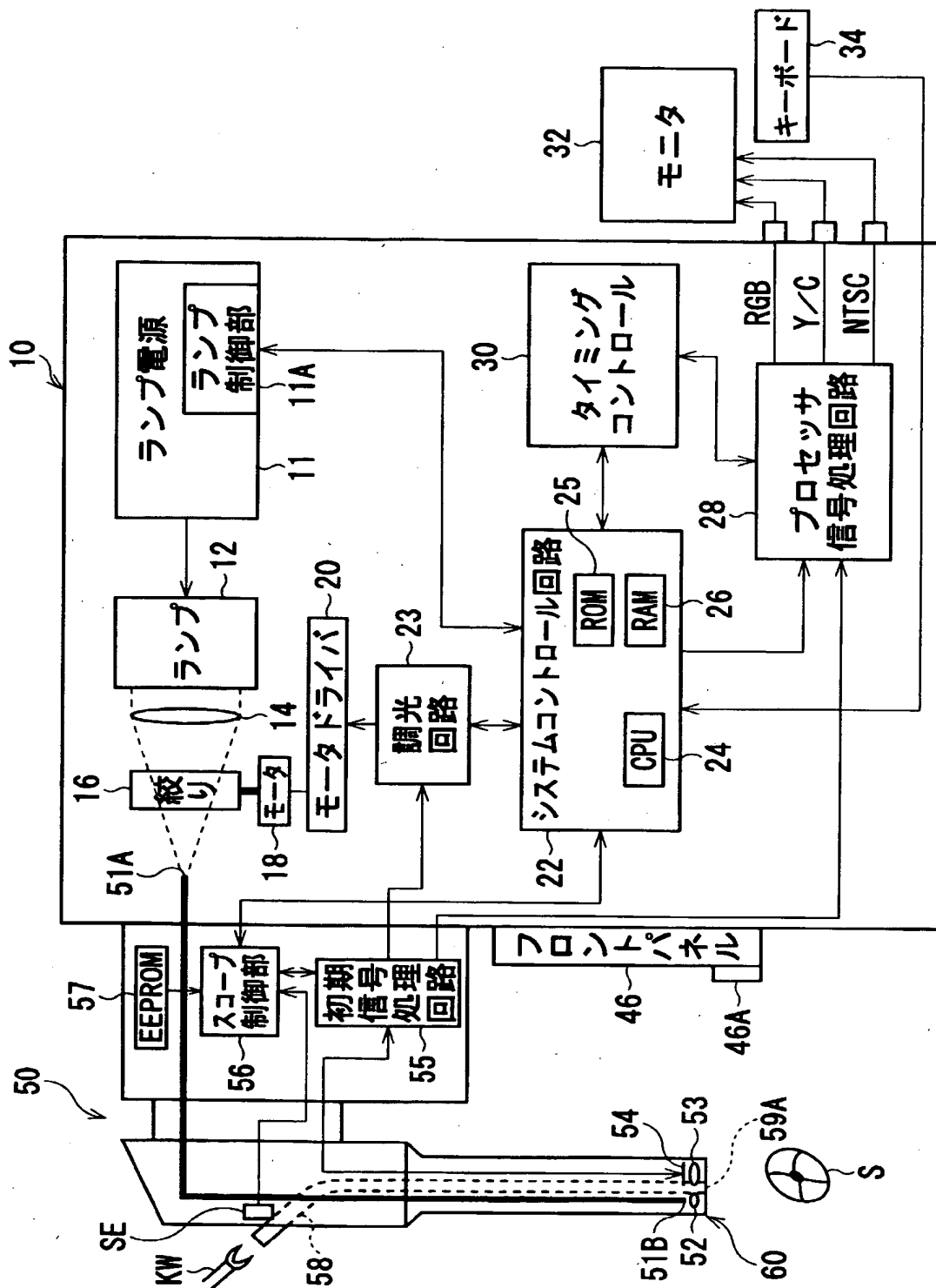
【図 5】



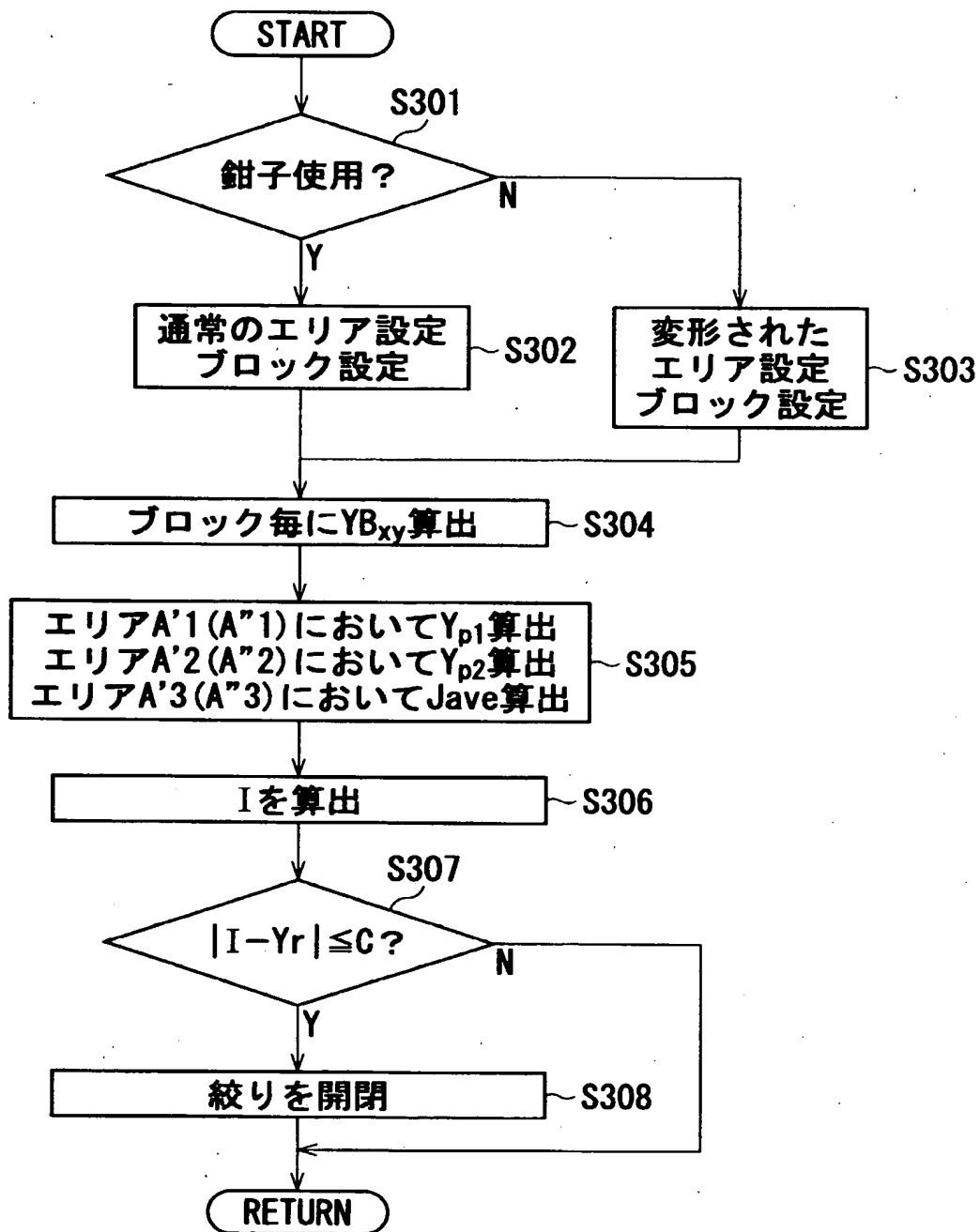
【図 6】



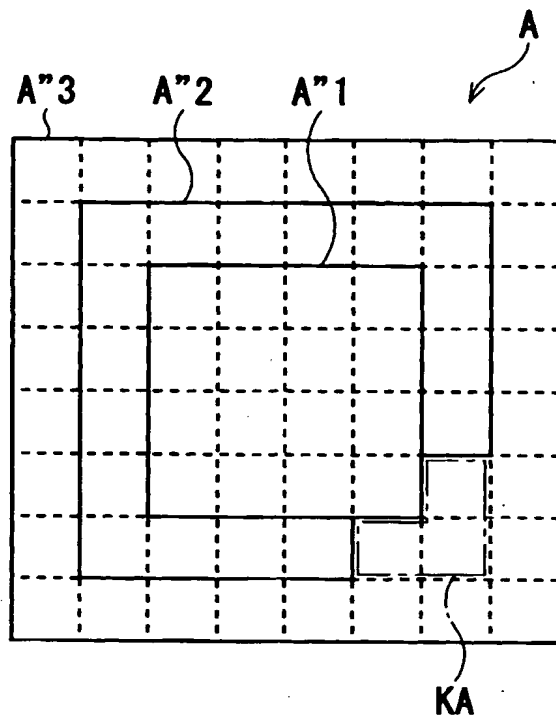
【図 7】



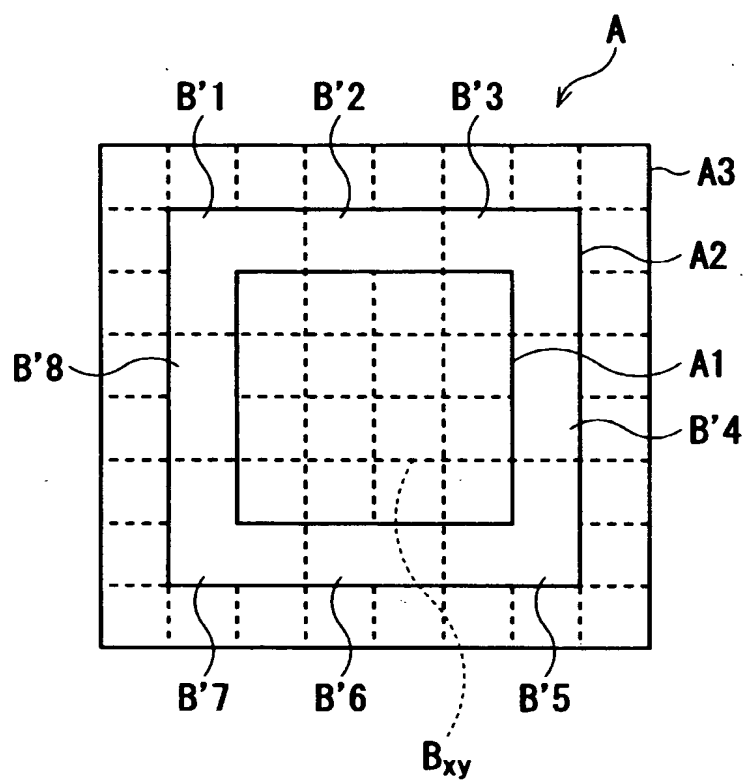
【図 8】



【図 9】

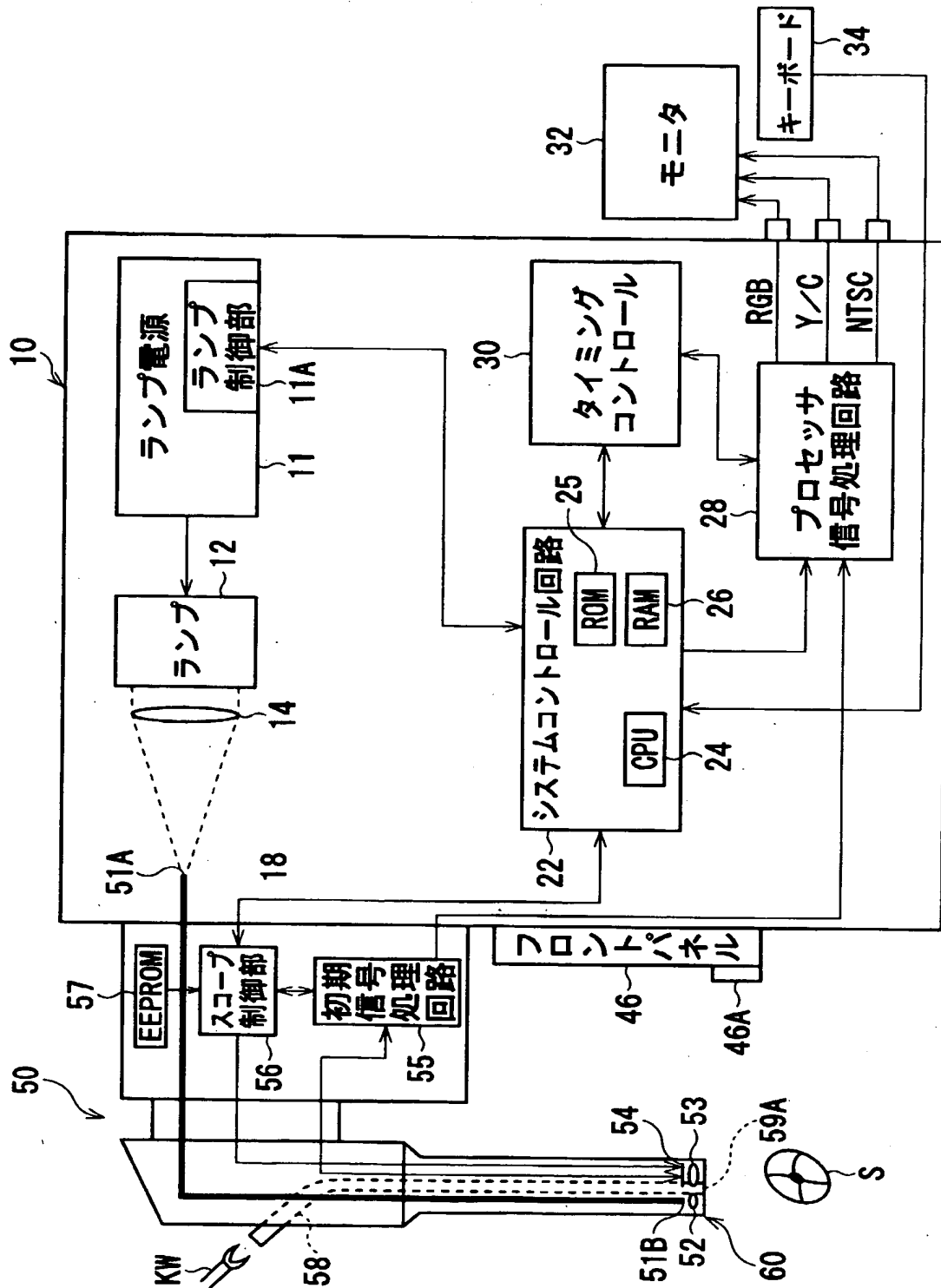


【図10】

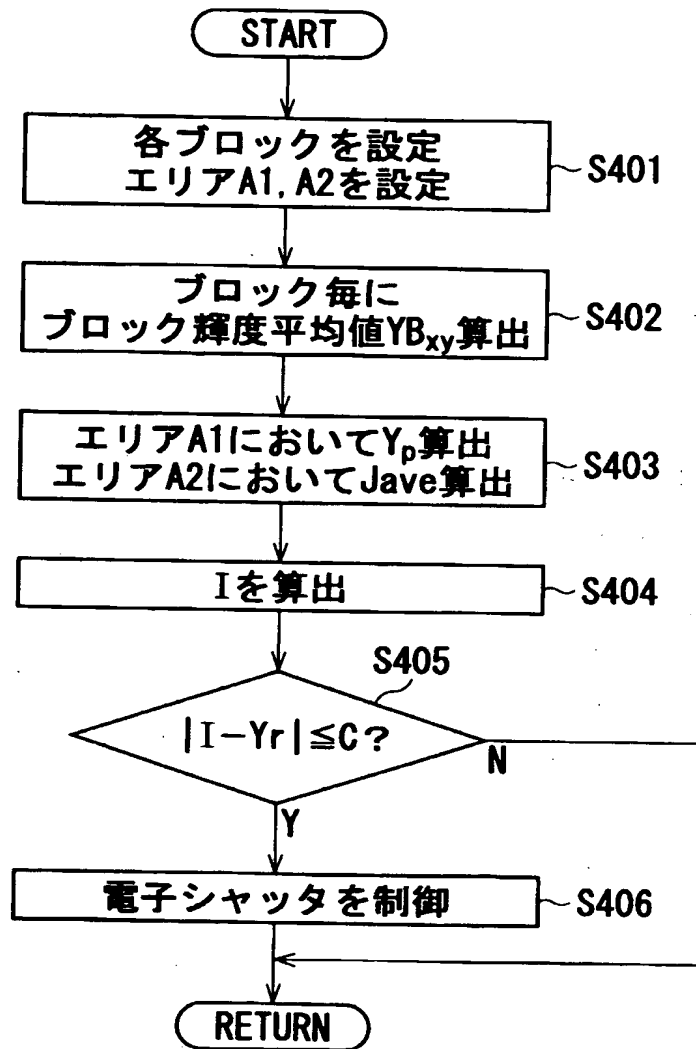




【図 11】



【図12】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高輝度値をもつ微小な画素領域の存在に関らず、観察画像の明るさを適正に維持する。

【解決手段】 観察画像Aを、所定数の画素で構成される複数のブロックに分割設定すると共に、ピーク測光領域A1、平均測光領域A2を定める。各ブロックに対し、ブロック輝度平均値を算出する。ピーク測光領域A1において、算出されたブロック輝度平均値を比較し、最大となるブロック輝度平均値をピーク値とする。一方、平均測光領域A2において、ブロック輝度平均値の平均値となる平均輝度値を算出する。そして、ピーク値と平均輝度値とに基づいて代表的な輝度値を算出し、それに基づいて照明光量調整を行う。

【選択図】 図3

特願 2002-317473

出願人履歴情報

識別番号

[000000527]

1. 変更年月日  
[変更理由]

住 所  
氏 名

1990年 8月10日

新規登録

東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
旭光学工業株式会社

2. 変更年月日  
[変更理由]

住 所  
氏 名

2002年10月 1日

名称変更

東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
ペンタックス株式会社